



STUDI ERGONOMI BERDASARKAN ASPEK BIOMEKANIKA DAN FISILOGI PADA RANCANG BANGUN KENDARAAN BECAK MOTOR (BENTOR) DI KOTA MAKASSAR

Abdul Mail

Program Studi Teknik Industri Fakultas Teknologi Industri Universitas Muslim Indonesia
Jl. Urip Sumoharjo No.5, Panaikang, Kec. Panakkukang, Kota Makassar, Sulawesi Selatan 90231
email: Abdul.mail@umi.ac.id

ABSTRACT

Bentor is a modified vehicle and a combination of rickshaws and motorcycles that are used as public transport vehicles. The vehicle did not go through the planning and design stages so that it's not proper as a passenger vehicle, It also did not consider to the ergonomic aspects. The result may appear musculoskeletal complaints that generally occur in the neck muscles, shoulders, arms, fingers, back, hips and lower muscles of the driver. Based on the results of the analysis of Biomechanics aspects, it appears that the Recommended Weigth Limit of the driver is quite high with a lifting index (LI)> 1, which means that the activity carries a risk of injury to the spine. Likewise the muscle force on the driver's L5 / S1 is very high. The total force (Wtot) and the compressive or compressive force on L5 / S1 (FC) are far above the required safety limit of a maximum of 3,400 Newton. This has the potential to make the driver injured. While the results of the physiological aspects analysis show that the driver's energy expenditure has increased which tends to have approached the required safety limit of a maximum of 4.7 kcal / minute. The results of this study recommend that a redesign of the design of the bentor be carried out to be more ergonomic so as to improve the safety, comfort and safety of the driver and passenger.

Article History :

Submit 19 Juni 2019
Received in from 9 Oktober 2019
Accepted 4 April 2020
Available online 01 Mey 2020

Keywords: (Designing, Quality Function Deployment)

Published By:
Fakultas Teknologi Industri
Universitas Muslim Indonesia

Address :

Jl. Urip Sumoharjo Km. 5 (Kampus II UMI)
Makassar Sulawesi Selatan.

Email :

Jiem@umi.ac.id

Phone :

+6281341717729
+6281247526640

Liscensed by: <https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/>
DOI : <http://dx.doi.org/10.33536/jiem.v5i1549>



ABSTRAK

Bentor adalah kendaraan modifikasi dan gabungan becak dan motor yang digunakan sebagai kendaraan angkutan umum. Kendaraan tersebut tidak melalui tahap perencanaan dan perancangan agar layak menjadi kendaraan penumpang, termasuk tidak memperhatikan aspek ergonomi. Akibatnya mungkin muncul keluhan *musculoskeletal* yang umumnya terjadi pada otot leher, bahu, lengan, jari, punggung, pinggul dan otot-otot bagian bawah pengemudi. Berdasarkan hasil analisis aspek *Biomekanika* nampak bahwa *Recommended Weight Limit* pengemudi cukup tinggi dengan *lifting index* (LI) > 1, yang berarti aktivitas tersebut mengandung resiko terjadinya cedera pada tulang belakang. Begitupula gaya otot pada L5/S1 pengemudi sangat tinggi. Gaya total (W_{tot}) dan gaya tekan atau kompresi pada L5/S1 (FC) berada jauh di atas batas aman yang dipersyaratkan yakni maksimal 3.400 Newton. Hal ini berpotensi membuat pengemudi mengalami cedera. Sedangkan hasil analisis aspek *Fisiologi* nampak bahwa *energy expenditure* pengemudi mengalami kenaikan yang cenderung telah mendekati batas aman yang dipersyaratkan yakni maksimal 4,7 kkal/menit. Hasil penelitian ini merekomendasikan agar dilakukan desain ulang terhadap rancang bangun bentor agar lebih ergonomis sehingga dapat meningkatkan keamanan, kenyamanan dan keselamatan pengemudi dan penumpang.

Kata kunci: Desain, *Quality Function Deployment*

1. Pendahuluan

Bentor singkatan dari becak motor yakni kendaraan modifikasi becak dan motor yang digunakan sebagai kendaraan angkutan umum. Ditinjau dari aspek keselamatan, bentor rawan terjadi kecelakaan dan sangat berbahaya karena pengemudinya berada di bagian belakang penumpang. Karena bentuknya sebagai kendaraan yang dimodifikasi maka tidak melalui tahap perencanaan dan perancangan agar layak menjadi kendaraan penumpang. Terlebih lagi desain kendaraan tersebut tidak memperhatikan aspek ergonomi. Hal ini penting mengingat bentor merupakan kendaraan penumpang bermesin dengan kecepatan tinggi sehingga diperlukan kemampuan pengemudi untuk dapat mengendalikannya, terutama ketika melakukan manuver di tengah kepadatan lalu lintas. Berdasarkan pengamatan, rancangan bentor memerlukan tenaga yang cukup besar untuk mengendalikannya. Hal ini dapat menguras tenaga pengemudinya untuk bermanuver pada kecepatan tinggi karena bebannya yang cukup besar. Pengendalian bentor secara manual melibatkan kemampuan fisik pengemudi dalam

sebagian besar prosesnya. Aktivitas manual cenderung menekan pada bagian segmen tubuh ketika melakukan pengendalian, sehingga aktivitas ini berpotensi menimbulkan gangguan fisik berupa keluhan *musculoskeletal* yaitu keluhan yang terjadi terhadap sistem untuk mendukung dan melindungi tubuh dan organ yang berbeda dan mempertahankan pergerakan tubuh.

Menurut Tarwaka (2004), keluhan *musculoskeletal* pada umumnya terjadi karena adanya kontraksi otot yang berlebihan akibat beban yang terlalu berat dengan durasi pembebanan yang panjang yang umumnya dialami oleh otot leher, bahu, lengan, jari, punggung, pinggul dan otot-otot bagian bawah. Aktivitas pengemudi dengan posisi punggung cenderung membungkuk dan miring secara berulang-ulang merupakan aktivitas yang sangat rentan terhadap resiko terjadinya cedera otot lengan dan otot ruas tulang belakang atau *upper limb-work related musculoskeletal disorders* (UL-WMSDs). Hal ini didukung oleh Noyes (2000), yang mengatakan bahwa salah satu

penyebab ciderapada otot tangan dan tulang belakang adalah aktivitas berulang-ulang.

Berdasarkan latar belakang, maka masalah yang dapat dirumuskan adalah "bagaimana keergo-nomian rancang bangun bentor berdasarkan aspek biomekanika dan fisiologi terhadap beban kerja musculoskeletal yang dialami pengemudi selama mengemudi. Tujuan yang diharapkan dalam penelitian ini, yaitu:

1. Untuk mengetahui keluhan musculoskeletal karena kontraksi otot yang berlebihan akibat adanya beban pada otot yang terlalu berat dengan durasi pembebanan yang panjang yang dialami oleh pengemudi bentor

2. Menentukan Recommended Weigth Limit, lifting index dan energy expenditure pengemudi untuk menghindari resiko terjadinya cedera.

2. TINJAUAN TEORITIS

a. Biomekanika

Hatze (1974), mendefinisikan biomekanika sebagai ilmu yang mempelajari gerakan makhluk hidup berdasarkan prinsip mekanika teknik dengan menggunakan konsep fisika dan teknik untuk menjelaskan gerakan pada bagian tubuh dan gaya yang bekerja pada bagian tubuh manusia pada aktivitas sehari-hari. Gerakan-gerakan yang terjadi pada tubuh manusia tersebut bekerja pada garis-garis imajiner yang membagi sumbu tubuh kedalam satu titik pusat tubuh (COM). Pada dasarnya mekanika dalam tubuh manusia mengikuti hukum Newton mengenai gerak, kesetimbangan gaya serta kesetimbangan momen. Adapun syarat perlu dan cukup untuk kesetimbangan secara analitis dirumuskan sebagai berikut:

$$\Sigma F_x = 0, \quad \Sigma F_y = 0, \quad \Sigma M_A = F_x \cdot F_y \quad (1)$$

Perhitungan Gaya Tekan di L5/S1

Menurut Chaffin & Andersson (1991), biomekanika statis pada tubuh manusia ketika bekerja adalah perkiraan besarnya gaya tekan yang terjadi pada L5/S1 untuk suatu kegiatan angkat yang spesifik. Model ini dapat juga digunakan untuk memprediksi proporsi populasi yang akan mempunyai kekuatan pada masing-masing sambungan badan (*joint*) untuk setiap aktivitas angkat. Untuk keseimbangan statis dengan adanya pengaruh gaya luar (*external force*), momen dan gaya pada setiap pusat sambungan (*link centers*) dapat ditentukan besarnya. Jika

diperhatikan nampak bahwa model tersebut meliputi sistem penyambungan antara sambungan pinggul dan segmen tulang belakang (*disc L5/S1*). Model tersebut juga meliputi pengaruh dari tekanan pada perut (*abdominal pressure*) yang berfungsi untuk membantu kestabilan badan dari pengaruh momen dan gaya-gaya yang ada. Menurut Tayyari (1997), dengan menggunakan teknik perhitungan keseimbangan gaya di setiap segmen tubuh maka didapat momen resultan gaya pada L5/S1. Resultan tersebut diperhitungkan mulai dari perhitungan resultan pada tangan, lengan bawah, lengan atas dan punggung. Adapun gaya tekan atau kompresi pada L5/S1 dapat dirumuskan sebagai berikut :

$$FC = W_{tot} \cdot \cos \theta_4 - FA + FM \quad (2)$$

$$W_{tot} = W_O + 2W_H + 2W_{LA} + 2W_{AU} + W_T \quad (3)$$

dengan :

FC = Gaya tekan pada L5/S1

W_{tot} = Gaya keseluruhan yang terjadi

θ_4 = Sudut inklinasi punggung relative terhadap horizontal.

FA = Gaya perut

FM = Gaya otot pada *spinal erector*

b. Fisiologi

Fisiologi adalah ilmu yang mempelajari fungsi organ tubuh manusia yang dipengaruhi oleh tekanan pada otot. Para ahli fisiologi telah memikirkan sistem pekerjaan yang mengijinkan individu untuk menjalankan pekerjaan mereka tanpa dipengaruhi oleh kelelahan yang berlebihan. Pada saat pekerjaan telah berakhir, mereka tidak hanya dapat memulihkan dirinya dari kelelahan untuk dapat kembali bekerja pada hari berikutnya, tetapi juga mereka akan mampu menikmati kegiatan pada saat mereka tidak bekerja (Tayyari, 1997).

Menurut Grandjean (1993), kriteria fisiologi dibatasi hanya pada *metabolic stress and fatigue associated* dengan beban pekerjaan angkat yang bersifat repetitif. Aktivitas seperti berjalan, membawa beban serta mengangkat beban dengan repetitif menggunakan kelompok otot yang lebih banyak dari pada pekerjaan dengan

infrequent. Jenis-jenis pekerjaan tersebut membutuhkan lebih banyak energi *expenditure* yang tidak boleh melebihi kapasitas energi dari pekerja. Kriteria fisiologi menetapkan batas dari maksimum *energy expenditure* untuk pekerjaan angkat adalah 2,2 - 4,7 kkal/min. Berat atau tingginya pekerjaan yang harus dilakukan seorang pekerja akan bisa ditentukan oleh gejala-gejala perubahan yang tampak dan bisa diukur lewat pengukuran anggota tubuh atau fisik manusia. Untuk merumuskan hubungan antara energi dan kecepatan denyut jantung, dapat dicari dengan pendekatan kuantitatif melalui persamaan analisis regresi sebagai berikut :

$$Y = 1,80411 - 0,0229038 (X^2) + 4,71733 (X^2) (10^{-4}) \quad (4)$$

dengan:

Y = Energi expenditure (kkal/menit).

X = Kecepatan denyut jantung/menit

2. Metode Penelitian

a. Sampel Penelitian

Penelitian mengambil 5 orang pengemudi bentor sebagai sampel yang di klasifikasi berdasarkan umur dan data antropometrinya.

b. Instrumen Penelitian

Instrumen pengambilan data yang digunakan terdiri dari: kamera video (*handycam*), kunci

momen, timbangan badan, meteran, tensi meter, thermometer.

c. Data

Antropometri Pengemudi

Data antropometri meliputi tinggi dan berat badan, panjang tangan, lengan bawah dan lengan atas, panjang punggung, sudut inklinasi tangan, lengan bawah, lengan atas, serta punggung.

Dimensi Bentor dan Beban Pengemudi

Data beban setir yang dialami pengemudi dilakukan pada kecepatan 0, 20, 30, 40, 50, 60, 70 (km/jam), baik tanpa penumpang maupun dengan penumpang. Data selengkapnya dapat dilihat pada tabel 3.

c. Fisiologi Pengemudi

Data fisiologi pengemudi meliputi: denyut nadi kerja, denyut nadi istirahat, kecepatan denyut jantung, tekanan darah saat istirahat dan mengemudi (mmHg), serta temperature badan sebelum dan saat mengemudi. Data selengkapnya pada tabel 4.

Keluhan Pengemudi

Beberapa keluhan yang dialami pengemudi, baik disaat maupun setelah mengemudi seperti disampaikan pada tabel 5.

Tabel 1.

No	Nama Pengemudi	Usia (thn)	TB	BB	SL1	SL2	SL3	θ ₁	θ ₂	θ ₃	θ ₄	θ _H	θ _T
1	Saiba	47	170	65	68	28	40	75	60	50	70	31	82
2	Fery	18	163	70	67	25	42	45	75	70	65	29	80
3	Dg. Uri	38	172	51	70	25	45	60	70	80	70	33	80
4	Dg. Ompo	39	168	56	75	30	45	70	70	75	80	31	81
5	Hendry	16	155	54	70	25	45	70	60	70	75	33	83

Tabel 2. Faktor Pembebanan Pengemudi

No	Nama Pengemudi	H (cm)	V (cm)	D (cm)	A (°)	FM	CM
1	Saiba	12	43	257	63	1,00	1,00
2	Fery	11	45	257	63	1,00	1,00
3	Dg. Uri	11	46	257	63	1,00	1,00
4	Dg. Ompo	10	45	257	63	1,00	1,00
5	Hendry	12	45	257	63	1,00	1,00

Tabel 3. Data beban pengemudi

No	Dimensi Pengukuran	Ukuran Bentor	Satuan
1	Berat bentor	240	kg

2	Panjang becak	110	cm				
3	Lebar becak	90	cm				
4	Tinggi sadel motor	70	cm				
5	Diameter (radius) putaran becak ketika memutar balik	257	cm				
6	Beban setir saat berbelok (bermanuver) tanpa penumpang	Pengemudi					
		1	2	3	4	5	kg
	a. Kecepatan 0 km/jam	7,3	7,5	7,3	7,3	7,8	kg
	b. Kecepatan 20 km/jam	7,0	7,2	7,0	7,2	7,4	kg
	c. Kecepatan 30 km/jam	6,4	6,1	6,2	6,0	6,2	kg
	d. Kecepatan 40 km/jam	6,3	6,0	6,0	5,9	6,0	kg
	e. Kecepatan 50 km/jam	5,9	5,7	5,7	5,6	5,6	kg
	f. Kecepatan 60 km/jam	5,3	5,1	5,0	5,1	5,3	kg
	g. Kecepatan 70 km/jam	5,1	5,1	4,9	4,8	4,9	kg
7	Beban setir saat berbelok (bermanuver) dengan penumpang						
	a. Kecepatan 0 km/jam	29,2	29,7	29,3	29,2	29,4	kg
	b. Kecepatan 20 km/jam	27,1	26,8	27,3	26,9	26,8	kg
	c. Kecepatan 30 km/jam	24,2	24,3	24,1	24,1	24,4	kg
	d. Kecepatan 40 km/jam	22,5	22,8	22,6	22,8	22,7	kg
	e. Kecepatan 50 km/jam	20,8	20,5	20,4	20,5	20,5	kg
	f. Kecepatan 60 km/jam	20,5	20,1	20,2	20,2	20,0	kg
g. Kecepatan 70 km/jam	19,8	19,7	19,7	19,5	19,3	kg	

Tabel 4. Data fisiologi pengemudi

No	Nama Pengemudi	Nadi		Tekanan Darah		Suhu Badan (°C)	
		Denyut Pengemudi (pulse/menit)					
		Sebelum	Setelah	Sebelum	Setelah	Sebelum	Setelah
1	Saiba	67	84	100/80	115/80	30	34
2	Fery	70	92	100/80	120/80	30	32
3	Dg. Uri	76	90	120/80	127/80	30	35
4	Dg. Ompo	72	92	120/80	130/80	30	35
5	Hendry	80	99	120/80	128/80	30	36

Tabel 5. Keluhan fisik pengemudi

No	Nama Pengemudi	Pengalaman Mengemudi	Keluhan Selama Mengemudi	Keluhan Setelah Mengemudi
1	Saiba	3 tahun	- Nyeri punggung belakang - Nyeri betis	- Pegal - Pusing
2	Fery	3 bulan	- Nyeri lengan bawah - Nyeri engkel	
3	Dg. Uri	1 tahun	- Nyeri punggung belakang - Nyeri bahu	Pegal
4	Dg. Ompo	6 bulan	- Tangan kebas - Nyeri punggung - Nyeri lengan atas	- Pegal - Pusing
5	Hendry	1 tahun	Nyeri punggung	

3. Hasil dan Pembahasan

a. RWL dan LI

Berdasarkan rekomendasi NIOSH (*National Institute of Occupational Safety and Health*), bahwa untuk $LI > 1$; maka aktivitas tersebut mengandung resiko terjadinya cedera pada

tulang belakang, sedangkan untuk untuk $LI < 1$; aktivitas tersebut tidak beresiko cedera pada tulang belakang. *Recommended Weight Limit* (RWL)

dan *Lifting Index* (LI) dihitung menggunakan formulasi :

$$RWL = LC \times HM \times VM \times DM \times AM \times FM \times CM(5)$$

dengan :

RWL : Batas beban yang direkomendasikan
 LC : Konstanta pembebanan
 HM : Faktor pengali horizontal
 DM : Factor pengali/perpindahan atau jarak
 AM : Factor pengali asimetrik
 FM : Factor pengali frekwensi
 CM : Factor pengali coupling
 sedangkan, $LI = \text{Berat Badan} / RWL$ (6)

RWL dan LI dihitung dalam kondisi bentor tanpa penumpang dan dengan penumpang. Hasil perhitungan selengkapnya, sebagaimana disampaikan pada tabel 6.

b. Gaya dan Momen Gaya

Gaya yang dialami pengemudi diperoleh dengan persamaan: $F = m \times a$, dengan F = gaya yang terjadi (N), m = massa beban (kg) dan a = percepatan (m/s^2). Berdasarkan persamaan tersebut selanjutnya dilakukan kajian gerakan pengemudi bentor menggunakan prinsip mekanika teknik untuk menjelaskan gerakan pada bagian tubuh dan gaya yang bekerja pada bagian tubuh pada aktivitas pengemudi bentor sehari-hari.

Keseimbangan Gaya Pada Tangan :

$$W_H : M_H \times g$$

$$F_{yw} : W_O/2 + W_H$$

$$M_w : [W_O/2 + W_H] \times SL_1 \times \cos \theta_1$$

dengan :

W_O : Gaya berat benda

W_H : Gaya berat yang diterima tangan

F_{yw} : Resultan gaya (y) pada tangan

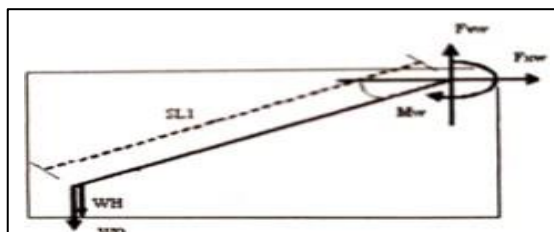
M_w : Resultan momen pada tangan

SL_1 : Panjang tangan

θ_1 : Sudut inklinasi tangan pada horizontal

m_H : Massa tangan

Hasil perhitungan gaya pada tangan



selengkapnya pada tabel 8.

Gambar 1. Gaya pada tangan

$$W_{LA} = m_{LA} \times g$$

$$F_{ye} = F_{yw} + W_{LA}$$

$$M_e = M_w + (W_{LA} \times \lambda_2 \times SL_2 \times \cos \theta_2) + (F_{yw} \times SL_2 \times \cos \theta_2)$$

dengan :

W_{LA} : Gaya yang diterima lengan bawah

M_e : Resultan momen lengan bawah

F_{ye} : Resultan gaya pergelangan tangan

M_w : Resultan momen pergelangan tangan

SL_2 : Panjang lengan bawah

λ_2 : Proporsi jarak pusat masa ke siku

θ_2 : Sudut inklasi lengan bawah relatif terhadap horizontal

m_{LA} : Massa lengan bawah

Hasil perhitungan gaya pada lengan bawah selengkapnya pada tabel 9.

Keseimbangan Gaya Pada Lengan Atas

$$W_{UA} = m_{UA} \times g$$

$$F_{ys} = F_{ye} + W_{UA}$$

$$M_s = M_e + [W_{UA} \times \lambda_3 \times SL_3 \times \cos \theta_3] + [F_{ye} \times SL_3 \times \cos \theta_3]$$

dengan :

W_{UA} : Gaya yang diterima lengan atas

F_{ys} : Resultan gaya (y) pada lengan atas

M_s : Resultan momen pada lengan atas

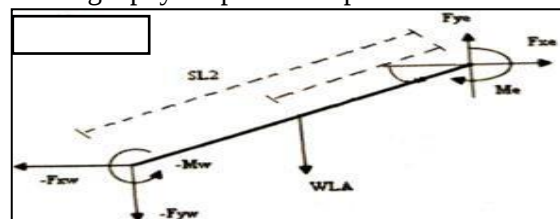
SL_3 : Panjang lengan atas

θ_3 : Sudut inklasi lengan atas relatif terhadap horizontal

λ_3 : Proporsi jarak pusat massa ke bahu

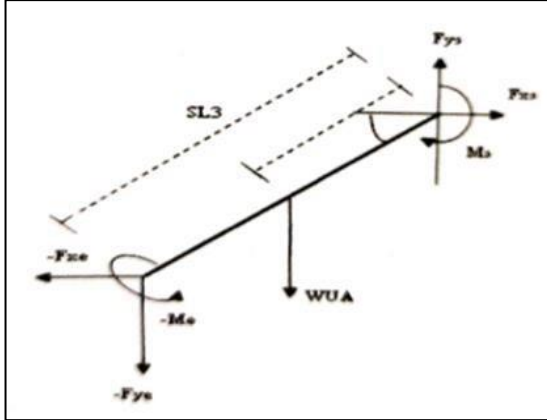
m_{UA} : Massa lengan atas

Hasil perhitungan gaya pada lengan atas selengkapnya dapat dilihat paa tabel 10.



Gambar 2. Gaya pada lengan bawah

Keseimbangan Gaya Pada Lengan Bawah



Gambar 3. Gaya pada lengan atas

Keseimbangan Gaya Pada Punggung

$$W_T = m_T \times g$$

$$F_{yt} = F_{ys} + W_T$$

$$M_T = 2M_s + [W_T \times \lambda_4 \times SL_4 \times \cos \theta_4] + [2F_{ys} \times SL_4 \times \cos \theta_4]$$

dengan :

W_T : Gaya yang diterima punggung

F_{yt} : Resultan gaya (y) pada punggung

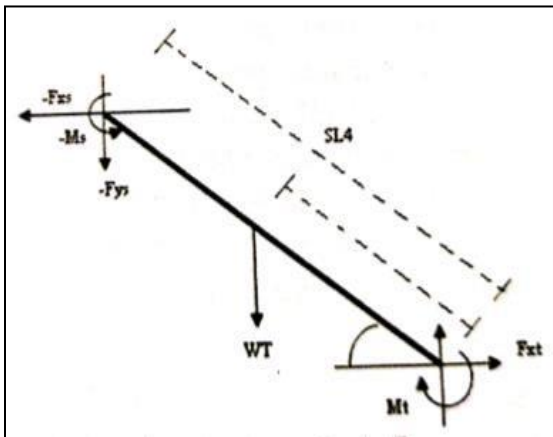
M_T : Resultan moment pada punggung

SL_4 : Panjang punggung

θ_4 : Sudut inklinasi punggung relatif terhadap horizontal

λ_4 : Proporsi jarak pusat massa ke L5/S1

m_T : Massa punggung



Gambar 4. Gaya pada punggung

Hasil perhitungan gaya pada punggung selengkapnya pada tabel 11.

▪ Gaya Tekan Pada L5/S1:

Untuk mencapai keseimbangan tubuh pada aktivitas mengemudi, momen pada L5/S1 diimbangi oleh gaya otot pada *spinal erector* (FM) yang cukup besar. Gaya otot pada *spinal erector* telah dirumuskan oleh Chaffin (1991) sebagai berikut :

$$FM \cdot E = M_t - FA \cdot D$$

Untuk mencari FA (gaya perut) maka perlu dicari tekanan pada perut yakni:

$$10^{-4} [43 - 0,36 (\theta_H + \theta_T)] [M_t]^{1,8}$$

$$PA = \frac{\dots}{0,0075}$$

dengan :

FM : Gaya otot pada spinal erector

FA : Gaya perut

M_t : Momen resultan pada L5/S1

D : Jarak dari gaya perut ke L5/S1

PA : Tekanan perut

θ_H : Sudut inklinasi badan terhadap horizontal

θ_T : Sudut inklinasi kaki terhadap horizontal

E : Panjang lengan momen oto spinal erector dari L5/S1

dimana :

$$FA = PA \times AA$$

dengan :

AA : Luas diafragma perut

Hasil perhitungan gaya otot pada spinal erector seperti pada tabel 12.

Berdasarkan hasil perhitungan berbagai gaya yang dialami oleh pengemudi, selanjutnya dengan menggunakan persamaan (2) & (3) diperoleh gaya total (W_{tot}) dan gaya tekan atau kompresi pada L5/S1 (FC) dapat dilihat di Tabel 13.

c. Fisiologi

Kegiatan mengemudi bentor merupakan aktivitas yang mengalami pembebanan secara repetitif sehingga menggunakan kelompok otot yang lebih banyak dari pada pekerjaan dengan *infrequent*. Oleh sebab itu, pekerjaan ini membutuhkan lebih banyak energi *expenditure* yang tidak boleh melebihi kapasitas energi pekerja. Kriteria fisiologi menetapkan batas dari *maximum* energi *expenditure* untuk pekerjaan yang mengalami pembebanan adalah 2,2 - 4,7

kcal/min. Dengan menggunakan persamaan (4), untuk mengukur besarnya tingkat konsumsi energi secara analisis regresi, maka hubungan

energy dengan kecepatan denyut jantung diperoleh sebagai berikut.

Tabel 6. Data RWL & LI tanpa penumpang

No	Nama Pengemudi		RWL pada kecepatan (km/jam) tanpa penumpang						
			0	20	30	40	50	60	70
1	Saiba	RWL	10,99	10,69	9,77	9,62	9,01	8,09	7,78
		LI	5,91	6,08	6,65	6,75	7,21	8,03	8,35
2	Fery	RWL	12,42	11,93	10,10	9,94	9,44	8,45	8,45
		LI	5,63	5,86	6,93	7,04	7,41	8,28	8,28
3	Dg. Uri	RWL	12,09	11,60	10,27	9,93	9,44	8,28	8,11
		LI	4,21	4,39	4,96	5,13	5,40	6,15	6,28
4	Dg. Ompo	RWL	13,30	13,12	10,93	10,75	10,20	9,29	8,74
		LI	4,21	4,26	5,12	5,20	5,49	6,02	6,40
5	Hendry	RWL	11,84	11,24	9,41	9,11	8,50	7,74	7,44
		LI	4,56	4,80	5,73	5,92	6,35	6,97	7,25

Tabel 7 Data RWL & LI dengan penumpang

No	Nama Pengemudi		RWL pada kecepatan (km/jam) tanpa penumpang						
			0	20	30	40	50	60	70
1	Saiba	RWL	44,58	41,38	37,25	34,35	31,76	31,30	30,23
		LI	1,45	1,57	1,74	1,89	2,04	2,07	2,15
2	Fery	RWL	49,2	44,39	40,25	37,77	33,96	33,30	32,68
		LI	1,42	1,57	1,73	1,85	2,06	2,10	2,14
3	Dg. Uri	RWL	48,53	45,22	39,92	37,44	33,79	33,46	32,63
		LI	1,05	1,12	1,27	1,36	1,50	1,52	1,56
4	Dg. Ompo	RWL	53,57	49,02	43,91	41,54	37,35	36,81	35,53
		LI	1,04	1,14	1,27	1,34	1,49	1,52	1,71
5	Hendry	RWL	44,64	40,69	37,05	34,47	31,33	30,37	29,31
		LI	1,20	1,32	1,45	1,56	1,73	1,77	1,84

Tabel 8. Gaya pada tangan pengemudi

No	Kecepatan	Tanpa Penumpang			Dengan Penumpang		
		W _H (N)	F _{yw} (N)	M _w (N.m)	W _H (N)	F _{yw} (N)	M _w (N.m)
1	0 km/jam	31,88	67,20	42,12	31,88	175,11	109,76
2	20 km/jam	31,88	66,22	41,50	31,88	164,81	103,30
3	30 km/jam	31,88	63,27	39,66	31,88	151,56	95,00
4	40 km/jam	31,88	62,78	39,35	31,88	142,25	89,16
5	50 km/jam	31,88	60,82	38,12	31,88	133,91	83,93
6	60 km/jam	31,88	57,88	36,28	31,88	132,44	83,01
7	70 km/jam	31,88	56,90	35,66	31,88	129,00	80,86

Tabel 9. Gaya pada lengan bawah

No	Kecepatan	Tanpa Penumpang			Dengan Penumpang		
		W _{LA} (N)	F _{ye} (N)	M _w (N.m)	W _{LA} (N)	F _{ye} (N)	M _w (N.m)
1	0 km/jam	12,75	79,95	22,74	12,75	187,86	61,60
2	20 km/jam	12,75	78,97	22,38	12,75	177,56	57,89
3	30 km/jam	12,75	76,03	21,32	12,75	164,32	53,12

4	40 km/jam	12,75	75,54	21,25	12,75	155,01	49,76
5	50 km/jam	12,75	73,58	20,44	12,75	146,66	66,76
6	60 km/jam	12,75	70,63	19,38	12,75	145,19	46,23
7	70 km/jam	12,75	69,65	19,03	12,75	141,75	44,99

Tabel 10. Gaya pada lengan atas

No	Kecepatan	Tanpa Penumpang			Dengan Penumpang		
		W_{UA} (N)	F_{ys} (N)	M_s (N.m)	W_{UA} (N)	F_{ys} (N)	M_s (N.m)
1	0 km/jam	19,13	99,08	56,82	19,13	206,99	157,33
2	20 km/jam	19,13	98,10	56,08	19,13	196,69	129,64
3	30 km/jam	19,13	95,16	53,89	19,13	183,45	119,76
4	40 km/jam	19,13	94,67	53,52	19,13	174,13	112,81
5	50 km/jam	19,13	92,70	52,06	19,13	165,39	106,39
6	60 km/jam	19,13	89,76	49,86	19,13	164,32	105,49
7	70 km/jam	19,13	88,78	49,13	19,13	160,88	102,93

Tabel 11. Gaya pada punggung

No	Kecepatan	Tanpa Penumpang			Dengan Penumpang		
		W_T (N)	F_{yt} (N)	M_t (N.m)	W_T (N)	F_{yt} (N)	M_t (N.m)
1	0 km/jam	382,59	481,67	243,16	382,59	589,80	465,69
2	20 km/jam	382,59	480,69	241,14	382,59	579,28	444,45
3	30 km/jam	382,59	477,75	235,07	382,59	566,04	417,14
4	40 km/jam	382,59	477,26	234,06	382,59	556,72	337,84
5	50 km/jam	382,59	475,29	230,01	382,59	548,33	380,73
6	60 km/jam	382,59	472,35	223,94	382,59	546,91	377,69
7	70 km/jam	382,59	471,37	221,92	382,59	543,47	370,61

Tabel 12. Gaya otot pada Spinal Erector

No	Pengemudi	Tanpa Penumpang			Dengan Penumpang		
		FM.E (Nm)	FA (N)	PA (Nm ²)	FM.E (Nm)	FA (N)	PA (Nm ²)
1	Saiba	229,86	26,19	563,41	391,55	69,17	1.487,61
2	Fery	212,29	37,23	800,85	375,81	106,28	2.285,78
3	Dg. Uri	221,48	24,48	526,62	368,83	62,01	1.333,69
4	Dg. Ompo	216,33	27,19	584,85	373,10	73,55	1.581,78
5	Hendry	208,82	11,64	250,47	354,44	30,36	652,93

Tabel 13. Gaya total & gaya tekan pada L5/S1

No	Pengemudi	Tanpa Penumpang		Dengan Penumpang	
		W_{tot} (N)	FC (N)	W_{tot} (N)	FC (N)
1	Saiba	570,65	4.932,41	740,76	8.230,96
2	Fery	609,18	3.865,93	779,03	6.971,75
3	Dg. Uri	459,22	4.695,95	629,07	7.712,99
4	Dg. Ompo	496,33	4.244,62	666,46	7.314,88
5	Hendry	484,02	4.610,90	652,33	7.659,72

4. Pembahasan

Berdasarkan hasil analisis nampak bahwa RWL pengemudi cenderung turun seiring dengan

peningkatan laju kecepatan bentor. Hal ini disebabkan karena beban bentor mengalami penurunan karena gaya gesek antara ban roda terhadap permukaan jalan raya makin berkurang seiring dengan pertambahan kecepatan bentor. Menurut Anderson (1996), RWL merupakan rekomendasi batas beban yang dapat diangkat oleh manusia tanpa menimbulkan cedera meskipun pekerjaan tersebut dilakukan secara terus menerus dalam jangka waktu yang lama. Hasil pengukuran menunjukkan *Lifting Index* pengemudi $LI > 1$, yang berarti aktivitas ini mengandung resiko terjadinya cedera pada tulang belakang. Beban ini semakin meningkat apabila bentor tersebut memuat penumpang. Sementara itu, gaya otot pada *spinal erector*, gaya perut dan momen resultan pada L5/S1 pengemudi sangat tinggi. Berdasarkan hasil perhitungan berbagai gaya yang dialami oleh pengemudi diperoleh bahwa gaya total (W_{tot}) dan gaya tekan atau kompresi pada L5/S1 (FC) berada jauh di atas batas aman yang dipersyaratkan yakni maksimal 3.400 Newton. Hal ini berpotensi menyebabkan pengemudi mengalami cedera. Hal ini berkorelasi dengan data kualitatif yang diperoleh melalui wawancara yakni beberapa keluhan fisik yang dialami, baik selama maupun setelah mengemudi berupa nyeri punggung belakang, nyeri betis, nyeri lengan bawah, nyeri bahu, tangan kebas, nyeri engkel, dan pusing. Selanjutnya hasil analisis data menunjukkan bahwa denyut nadi, tekanan darah dan suhu badan pengemudi mengalami peningkatan setelah melakukan aktivitas mengemudi. Hasil analisis menunjukkan bahwa *energy expenditure* walaupun mengalami kenaikan akan tetapi masih berada dibawah batas aman yakni maksimal 4,7 kkal/menit. Namun demikian, rata-rata *energy expenditure* setiap pengemudi telah mendekati ambang maksimal yang dipersyaratkan.

5. KESIMPULAN & SARAN

5.1 Kesimpulan

Berdasarkan hasil analisis dan pembahasan serta tujuan penelitian maka dapat disimpulkan hal-hal sebagai berikut :

1. Gaya tekan atau kompresi yang dialami oleh pengemudi pada L5/S1 berada jauh di atas batas aman yang dipersyaratkan yakni maksimal 3.400 N. Hal ini menjadi penyebab berbagai keluhan pengemudi yakni nyeri punggung belakang, nyeri betis, nyeri lengan bawah, nyeri bahu, tangan kebas, nyeri engkel, dan pusing.
2. *Energy expenditure* pengemudi masih berada dibawah batas aman yang dipersyaratkan yakni maksimal 4,7 kkal/menit. Namun demikian pengemudi harus lebih berhati-hati sebab energi yang dikeluarkan pengemudi tersebut telah mendekati batas maksimal yang dipersyaratkan.

5.2. Saran

Disarankan untuk dapat menindak lanjuti penelitian ini dengan melakukan *re-design* (rancang bangun ulang) bentor sehingga mampu menurunkan beban yang dialami oleh pengemudi agar dapat meminimalkan potensi terjadinya cedera, selama dan setelah mengemudi.

Referensi

- Ahasan M.R. (2002). *Occupational Health, Safety and Ergonomic Issues in Small and Medium-Sized Enterprises in a Developing country*. International Journal of Occupational Safety and Ergonomics.
- Ali Nurudin (2005). *Analisa perencanaan produksi handle bagasi dengan metode economic production quantity (EPQ) multi item untuk meminimalkan biaya produksi*. (Studi Kasus PT Atak Otomotif Indomctal Sidoarjo). Tugas Akhir Teknik Industri ITS.
- Chaffin, D.B. and Andersson, G, (1984). *Occupational Biomechanics*, John Wiley & Sons
- Corlett, E.N., (1992). *Static Muscle Loading and the Evaluation of Posture*. Edited by Wilson. J.R. & Corlett, E.N. 1992. *Evaluation of Human Work a Practical Ergonomics Methodology*, Taylor & Francis. London.

- Granjean, Etienne (1992). *Firting The Task to The Man: an Ergonomic Approach*. London: Taylor and Francis.
- Hammer, Willie (1980). *Product Safety Management and Engineering*. New Jersey: Prentice-Hall, Inc.
- Nurmianto, Eko (1996). *Ergonomi, Konsep dasar dan Aplikasinya*. Guna Widya, Surabaya
- Pheasant, Stephen, (1986), *Body Space, Anthropometry, Ergonomics and Design*, Taylor and Francis, London-New York-Philadelphia.
- Pulat, B.M. (1992). *Fundamentals Industrial Ergonomics*. Hall Internation
- Rendra Rizki Sesotyo Bramantyo (2004). *Analisis Karakteristik Potensi-Potensi Masalah Ergonomi-K3 pada Sistem Kerja Mesin Punch (Studi Kasus di PT. Atak Indometal Ngingas Waru-Sidoarjo)* Tugas Akhir Teknik Industri ITS.
- Sanders, M.S. & McCormick, E.J. (1987). *Human Factors In Engineering and Design*, 6th edt. USA: McGraw-Hill Book Company.
- Sutalaksana, Tfikar, (1985). *Pengukuran Kerja*, TI ITB Bandung.
- Wignjosoebroto, Sritomo (1992). *Teknik Tata Cara dan Pengukuran Kerja*. Jakarta : Penerbit Guna Widya.
- Wignjosoebroto, S., (2000). *Ergonomi, Studi Gerak, dan Waktu*, Guna Widya, Jakarta.
- Winter, D. A., (1990). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement* 2^{ed}., John Willey & Sons